

Balatonfüredi Szívkórház, Veszprémi Vegyipari Egyetem Matematika  
Tanszék, Veszprémi Egyetemi Számítóközpont

A radiokardiogramm kiértékelésére kidolgozott egyszerűsített számító-  
gépes eljárás

Horváth Mihály, Csontos Miklós, Tomor Benedek, Szabó Domonkos  
és Delzsényi Miklós

A Szívkórházban végzett szelektív kvantitatív radiokardiográfia  
komputeres kiértékelését a Veszprémi Vegyipari Egyetem ODRA 1204  
univerzális digitális számítógépén BCD kódban, ALGOL nyelven prog-  
ramozva kezdtük el (1).

SZÁMÍTÓGÉPES KIÉRTÉKELÉS FELTÉTELEI, KELLÉKEI.

az algoritmus leírata	legegyszerűbb pl. vértérfogatmérő
A HKG közvetlen digitális tárolása vagy	pl. NTA 512 analízátorral multisc.
magnóról analízátorra betáplázva	pl. EFKI rad.cirk.gr. magnójáráról
biológiai analog jelek A/D konvertálása	közvetlen vagy magnóról az NTA 512
	konverterén keresztül adassa-ben
nyomtató és inkrementális plotter	pl. EFKI koordinatográfja
Univ.digit.szám.gépbe való bevitelre	pl. NZ 306M és PerfoMOM 30
lyukszalag készítés /v.magnó kódszalag/	legegyszerűbb formában ODRA 1204-
számító-ellegő s állást, bevités	pl. EKG-triggerelt multiscal. re
átlapoldással	radiokardiográfiánál
Az információvagy felharmonikusok kifejt.	frekvencia-analizátor révén
szűrésen átvitása is	

A NUKLEÁR KARDIO-PULM. DIAGNOSZTIKÁBAN EDDIG KIKENÉZOTT HAZAI  
KOMPUTERIZÁLT MEGOLDÁSOK.

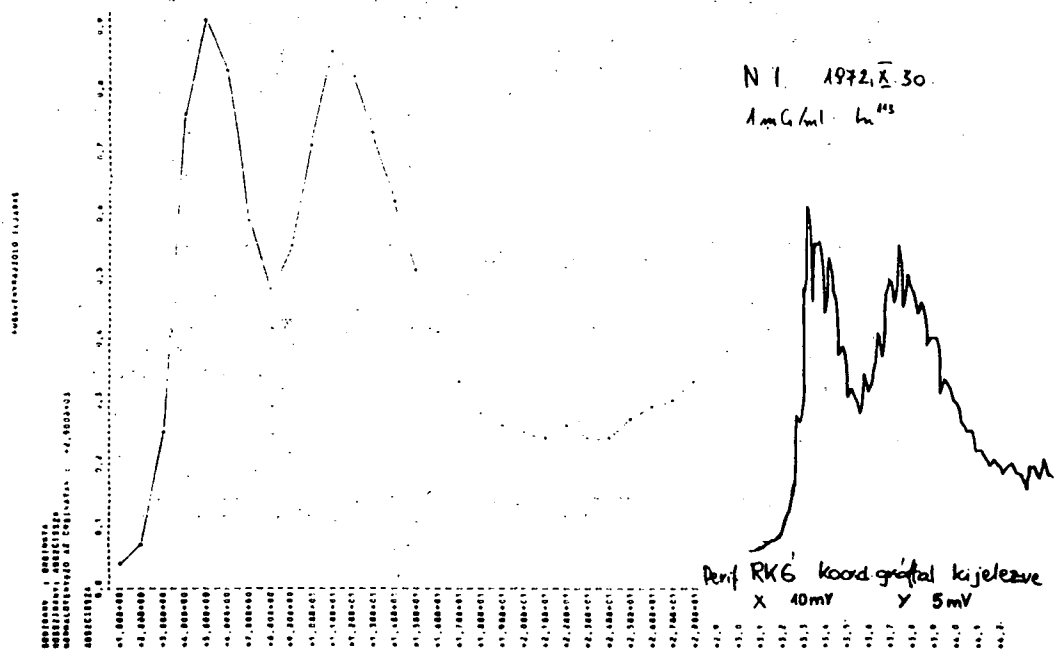
EMG, RPM és KVYt.M mérő-progr.	Gamma Művek /Csernay L./ progr. EMG vértérfogatmérő óélkomp.
franzisztoros radiocirkulográf kieg. peritárf.szám. óélkomp.	Soros programozásban digit. logikai elemekből felön. /Horváth P., Somogyi Gy./
radiokardiográfia	Hazai sokasatornási analíz.-ra átlapoldási üzemmódban adapt. /Horváth M., Horváth P./
Univ.digit.szám.gépben történő komplex szelekt.kvant.rad.kardiográfiás ért.	Veszpr.Vegyip.Egyetem Szám.g. Kp.-jának ODRA 1204 gépére BCD-kódban programozva /Horváth M., dr. Tomor Benedek, Szabó Domonkos/

1. ábra

A folyamatot leíró algoritmusról konkrétan a későbbiekben  
szólunk. A digitális kijelzés nukleáris indikáció esetén multiscaler

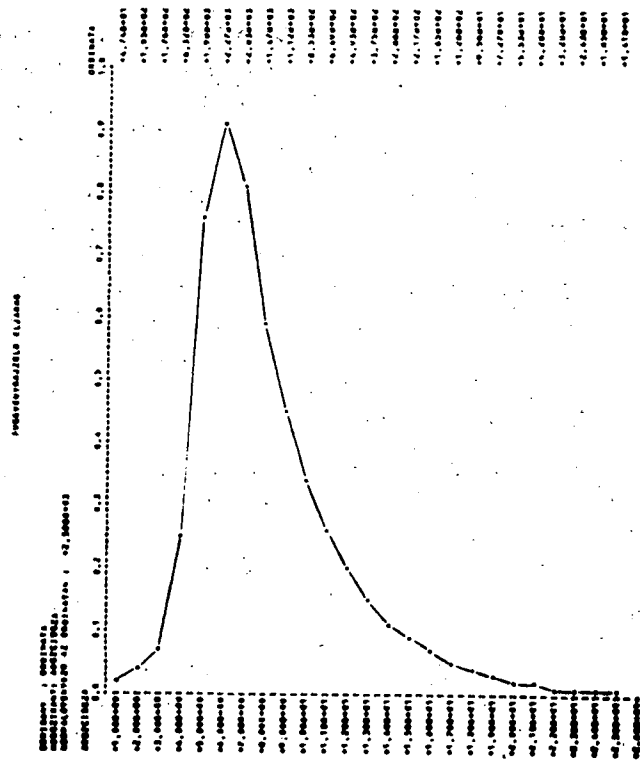
formában adva van, míg biológiai jeleknél analóg/digitál konverziót eszközöltünk. Az analizátor tárában lévő információknak számítógéphez továbbításakor legegyszerűbb eljárás az általunk is gyakorolt lyuk-szalag-készítés. A Szívkórház izotóp laboratóriumában a többcsatornás (analóg) magnetofonon tárolt információknak az analizátorba való bevitelét, inkrementális koordinatográfon való kiírását és sornyomtatóval való kinyomtatását is megvalósítottuk, mely utóbbi révén a komputert ellenőrizni tudjuk. Off-line követelményre egyelőre az NZ-306M interface és a Performom-30 még megfelel.

Az algoritmust illetően a Donato vezette Pisai Iskola már másfél évtizede tisztázta, hogy a szelektív kvantitatív radio-kardiográfia kapcsán vizsgált jelenség az irreverzibilis, indiszkriminált turnover kategóriába tartozik, más indikátorokhoz hasonlóan a nyomjelző továbbhaladásakor dilúció következik be és az izotóp a szívet exponenciális ürülési függvény szerint hagyja el. A nyomjelzőt a jobb-szívfélbe adva, az a tüdő párhuzamos áramlási pályáin szétszóródik, majd konvolválódva kerül ismét vissza a balszívfélbe (2). Mire azonban a teljes indikátor-mennyiség a balszívfélbe elhagyja, a szcintillációs detektor látóterében jobboldalt már megjelenik a recirkuláció, amelynek logaritmikus extrapolációval való leválasztása a primer görbéről a kiértékelés elsőszámu nehézsége.

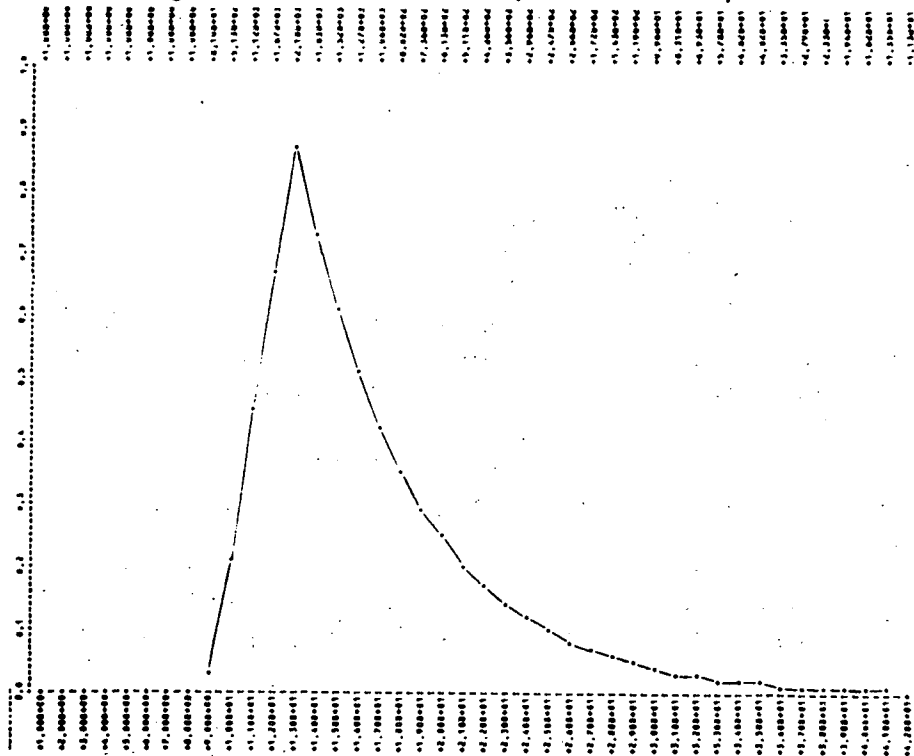


2.a. ábra  
Számítógépes feldolgozásból nyert  
globál RKGm

2.b. ábra  
Analizátorral közvetlenül  
felvett globál RKGm koordinatográffal való megjelenítése



A globál RKGm leválasztott jobb-szívfél komponense



A globál RKGm leválasztott bal-szívfél komponense

Korábban az Urülési szakaszt különféle közelítésekkel határozták meg: festék-dilúcióra Bánsághy és mts.-ai (3) a csúcs-koncentráció 60 %-os értékét 1,477-tel szorozták, ami közel áll ahhoz, mintha a  $T_{1/2}$ -értéket turnover-szerűen 1,44-gyel szorozták volna. Donato és mts.-ai (4a - 4b) a kiértékelés szempontjából nehezebben kezelhető izotópos görbén lényegében eszerint jártak el, midőn a bal Urülési exponenciális kezdetétől következő  $A_2$ -területet Lilienfeld-Kovach transzlációval kezelték, ill.

$$A_2 = C_0 \frac{T_{1/2}}{0.693} \quad \text{alapján számolták, ahol}$$

$C_0$  a bal exponenciális kezdetén lévő aktivitás, ill. impulzus-szám

$T_{1/2}$  ezen aktivitás feleződési ideje.

Számítási eljárásunk szintén felhasználta az Urülés elméletileg exponenciális jellegét. Ennek megfelelően az aktivitás-időgörbe Urülési szakaszai fél-logaritmikus rendszerben egyenesek. A mérési pontokra ezeket az egyeneseket a legkisebb négyzetek módszerével illesztettük: a jobb-szívfélre ez közvetlenül a mérési adatokból adódott. Ezután a jobb-szívfélet leválasztottuk a globális görbéről és a visszamaradó bal-szívfél görbén ugyanezt az illesztést alkalmaztuk. A részgörbék impulzustartalma megfelel a geometrikus kiértékelésben szereplő görbealatti területeknek, és a számítógépnek csupán összegeznie kell az értékeket (2. ábra).

Egy kérdés azonban még ilyenkor is vitás maradhat, a csúcs-aktivitás hány %-ig történjék az integrálás. Természetesen miután a háttér már előzőleg levontuk, magunk a 2 %-os vágási szintet fogadtuk el, megjegyezzük azonban, hogy a jobb és bal görbe impulzus-tartalmainak aránya 5 %-os levonás esetén is csupán minimálisan tér el a 2 %-os levonásától.

Miután a mérés pulzáló rendszerben eszközöltetik, az időtengely dimenziója nem csupán másodperc, hanem ciklustartam is, az értelmezést és mérési pontosságot pedig kimondottan segíti, ha a radiokardiogram súlyozása ciklus-átlagok szerint történik.

Esetünkben erre az ad módot, hogy a felvétel kezdetén a mágneses szulagra rávitt marker által indítva az analizátort, szinkronban tudjuk egymás mellé hozni multiscaler üzemmódban a radiokardiogramot és address üzemmódban a radiokardiogram felvétele közben regisztrált elektrokardiogramm R-hullámainak csúcsait. Tekintve, hogy 200 milliszekundum csatornaidő mellett egyes tűskék a csatornahatárra kerülnek és 2 csatornában összegeződnek, a kezdő felfutás után a

számítógépes kiértékelésnél mintegy 250 milliszekundumnyi tiltást kell alkalmazni az interferenciák elkerülésére.

Ily módon kétféle radiokardiogramunk van:

1. direkte az analizátorba, 2. magnetofonról bejátszott az analizátorba. Tekintettel a direkt regisztrálás nagyobb pontosságára, arra is módot találtunk, hogy a kétféle radiokardiogramot a számítógéppel csúcsaikon illesztve fedésbe hozzuk és egyszersmind a magnetofonos ciklus-szinkronizálást is megvalósítjuk.

Horváth Péter (5) korábbi radiocirkulográfus megoldásához hasonlóan, mi is soros programot követünk. Hogy rövid felezési idejű izotóppal is dolgozhassunk, az injiciált aktivitás 500-szoros higitását furatos kristályban idő-referensként használjuk. Prekardiális detektorral csak a primer radiokardiogramot és az ekvibrációs szintet mérjük, ezt viszont, amennyiben parallel ratemeter-kontroll mellett úgy ítéljük meg, több időpontban is, hogy az extravazációs 0-korrektiót elvégezhessek. A mérés öttekinthetőségét fokozza, hogy perctérfogat-számító képletünkben a törtekben azonos mérés-technikával nyert prekardiális, ill. furatos-kristálybéli tagok kerülnek egymással szembe. (3. ábra).

Prekardiálisan háttér		Furatos kristályban háttér gyakorlatilag 0
radiokardiogram	0 időpont	referens in vitro akt. 500x-os higitásból 2 ml
RKG ekvibráció	10 perc	idő-ref. in vitro akt. 10p. re 0,5 % 240x-szám
	videó kártya anal. szand.	500x-os higitásból 2 ml-e
	korrekció	kecsketer 20 fecskendő
	korrekció	korrekció 20 fecskendő
	24. szand.	ekvibráció 20 ml-e
Direkt mérés a magnetofonról 100 ms. időtartamúval radiokardiogram		
$P_{tr} = \frac{KVL \cdot \text{korrekció} \cdot \text{ekvibráció} \cdot \text{akt.}}{\text{primer akt. akt.} \cdot \text{prim. ciklusidő}} \cdot 100 \text{ mp.}$		
amely 0,85 az ekstrakardiális akt. korrekció / ekv. időtartam. jelentős/		

3. ábra

A perctérfogat-számítás egyszerűsített menete

A sornyomatóval kijelzett paraméterek közül legfontosabbak: perctérfogat, szív-index, (effektív) keringő vérmennyiség, a perctérfogat és keringő vérmennyiség hányadosaként a Wollheim index, vérőtfogat, a jobb-szívfél vég-diasztolés térfogata és reziduális vérmennyisége, a tüdőbeli átlagos keringési idő és tüdőbeli átlagos vérmennyiség.

A tüdő-adatoktól eltekintve az eddig elvégzett komputeres kiértékelések és a kinyomtatott adatokból való utánszámítás a különféle paraméterekben a korábban megállapított metodikai szórás határain belül voltak. Elfogadható volt az egyezés azon esetekben is, ahol az izotópot nem mikro-katheren keresztül egyetlen aktivitáscsomagként a jobb-szívfélbe vittük be, hanem a könyökvénába injicáltuk. (Természetesen ilyenkor már a szív előtt megkezdődő diszperzió az ürülési iránytangenseket bizonytalanabbá teszi.)

A tüdőbeli átlagos keringési időt Giuntini (6) értelmezésében adtuk meg, kiindulásként azt az időpontot választva, midőn a jobb csúcs-aktivitás e - ed részére, azaz 37 %-ára csökken, és a bal csúcsig terjedő időtartamot ettől számítottuk.

Eddigi kiértékeléseinkben a szokványoshoz képest jóval rövidebb időket kaptunk, úgyhogy a jobb-szívfél görbe valószínűleg jobban illeszkedő simítására, legalább is a 37 %-os szinten, a jövőben a Thompson-formulával is megpróbálkozunk (7). (4. ábra.)

A radiociklográfiás programunk elkészítése előtt szükségesnek tartottuk a mérés statisztikus pontosságának elemzését, Horváth P. és Somogyi Gy. (8) megfontolása szerint.

Az általunk radiociklográfiás célra bevezetett Indium <sup>113m</sup> rövid felezési idejű generátor-termék 1,5 - 2 millicuri nagyságrendben való bevitelével a beütésszám-hozam és így a statisztikai pontosság is jelentősen javult, rövidült a mérési időtartam és már terheléssel kombinált radiociklográfiára is az eddiginél megnyugtatóbban nyílt mód. Programunk kidolgozásakor el kellett döntenünk, hogy minden terhelési fokozaton fix beütésszám elérésére törekszünk a statisztikai pontosság azonosítása végett, avagy fix-számu átlagolást eszközölünk, miáltal a statisztikai pontosság időben valamelyest ingadozik. Itt nem részletezendő okokból a fix-ciklusszám megoldást választottuk. (5. ábra.)

A felhasznált Thomson-formula

$$C(t) = K(t - AT)^{\alpha} e^{-\beta(t - AT)/\beta} \quad \text{ahol}$$

$t$  az indikátor injektálása utáni időpont

$C(t)$  indikátor koncentráció  $t$  időpontban

$K$  skála faktor konstans

$AT$  a dilúciós görbe kezdeti időpontja

$\alpha$  és  $\beta$  az eset az ritka paraméterek.

$$\int C(t) dt = K \beta^{\alpha+1} t^{\alpha+1} /$$

$$\text{kp. tranzitidő} = AT + \beta / \alpha + 1 /$$

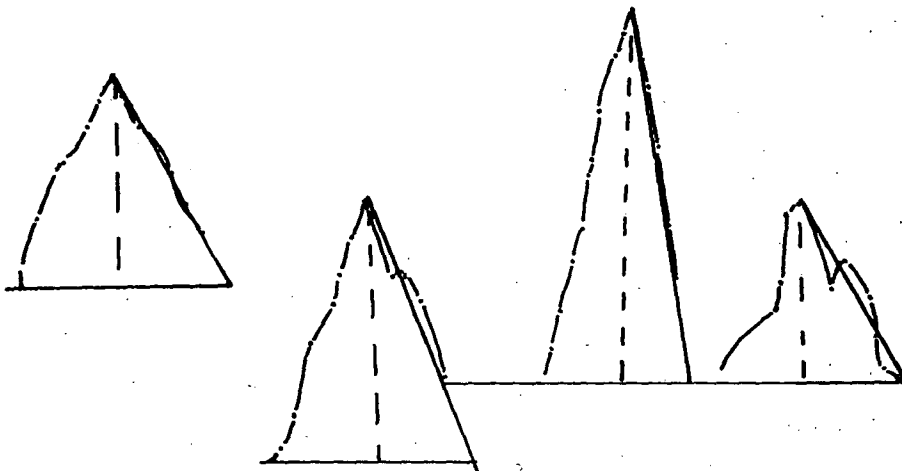
$$\text{Görbecsúcs-idő} = AT + \alpha \beta$$

$$\text{Csúcs-konc.} = K \alpha \beta / \alpha + 1 /$$

végül  $s^2$  Karner-Shillingford szerint  $\beta^2 / \alpha + 1 /$

4. ábra

Thompson-formula



5. ábra

Terheléses radiociklogramm angina pectoris szindromában fekvő testhelyzetben 3 percig tartó 80 Watt ergometriás-terhelésben.

Bal oldalt nyugalmi helyzet 80/p. szív-frekvenciával

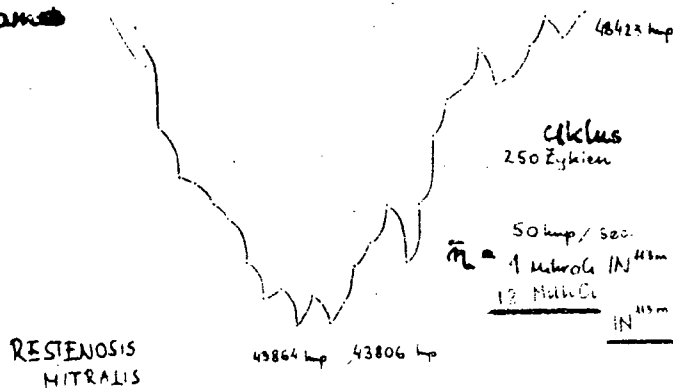
2.RCGm a terhelés 1-3.percében készült 120/p. szív-frekvencia mellett

3.RCGm közvetlenül a terhelés befejezte utáni 1-1.5 percben

jobb oldalt a terhelés utáni 3-3.5 percben felvett un.megnyugvási RCGm



ciklogramm



ciklus

100  
Zyklen  
Zeit

Mech  
Syst

Syst %

Radiociklographie

840 MS

280 MS

33%

Ciklogramm

R Kammer

840 MS

280 MS

33%

j. kamrai nyomás  
gömb

# 6. ábra

Jobb-szívfélre felvett nyomás/térfogat diagramm restenosis mitralis-ban.

Felül: Grandjean mikrokatheterről az analízátor A/D konvertje révén digitálisan felvett és ábrázolt jobb-kamrai nyomásgörbe.

Alul: 1,2 milliCi  $In^{113m}$  beadása után 50 imp./mp./ $\mu$ Ci detekt.hatásfok mellett 250 átlagolásból közvetlenül az analízátorral regisztrált és koordinatográfon megjelenített RCGm

$\propto$  a gyors-kihajtás irány-tangensét jelzi.

A mechanikus szisztolé-tartam a nyomás és térfogat-görbéről egyaránt 33 %-ra adódik.



Miután a radiociklográfia értékét elsősorban a nyomás/térfogat diagrammok irányába történő kombinálhatóság jelenti, kidolgoztuk a mikro-katheterrel regisztrált jobb-kamrai nyomásgörbe sokcsatornás analízátoron történő digitalizált megjelenítését, sőt legújabbán EKG R-hullámával triggerelt szinkronizálást is (Horváth M., Csontos M., Debrőczy T., Ludvig K.) (9).

A 6. ábrán a jobb-szívfélre vonatkozóan tüntettünk fel nyugalmi körülmények közt felvett un. szívcompliance diagrammot. Míg ezt demonstráljuk, tudatában vagyunk annak, hogy még a jobb-szívfélre vonatkozó komputeres számítástechnika is sok normálást és korreláció-elemzést kíván, nem is szólva a haemodinamikai szempontból sokkal jelentősebb bal munka-szívfélről.

A radiokardiogramm komputerizált kiértékelésének végcélja egy un. standard-görbe szimulálhatósága és az ahhoz való számítógépes komparálás. Ugy tűnik, hogy a Szívkórház izotóp laboratóriumának másfél évtizedes munkája és az időközben felgyűlt csaknem ezer betegre kiterjedő tapasztalat jó alapot szolgáltathat mindehhez. Míg munkánkat megindítottuk, reméljük, hogy idővel az izotóp laborban lévő perifériás előkészítő gépparkunk korszerűsödik és hálózaton történő adat-továbbítással közvetlen kapcsolatba is kerülhetünk a Veszprémi Számítógép Központtal.

### I r o d a l o m

1. Horváth Mihály: Cél-automatikák és számítógépes adatfeldolgozási törekvések a Balatonfüredi Állami Szívkórházban.  
Orvos és Technika 10, 1, 6, 1972.
2. J.B.Bassingthwaighe: Circulatory transport and the convolution integral. Mayo Clin.Proc. 42, 137-153, 1967.
3. Bánsághy László, Schwarzmán Pál, Fenyő István, Frey Tamás:  
Kvantitatív célszámítógép a szívperctérfogat vértelen meghatározására.  
Mérés és Automatika 19, 93, 1971.
- 4.a.G.Gigli, L.Donato, G.Bartolomei, R.Blanchi:  
L'impiego dei radioisotopi nello studio dell'emodinamica e importanza delle nuove metodologie nella semeiologia cardiocircolatoria.  
Minerva Nuclera 1, 1, 1957. Ed. Minerva Medica.
- 4.b.R.Blanchi, L.Donato:  
L'esame della circolazione centrale.  
I radioisotopi nell'indagine medica.  
Ed. Minerva Medica 1960.
5. Horváth Péter: A vértérfogat és perctérfogat automatikus meghatározása.  
Nukl.med.-ban alkalmazott módszerek és eszközök konferencia II. 44/1-5, 1968.
6. C.Giuntini, M.L.Lewis, A.Sales Luis, R.M.Harvey:  
A study of the pulmonary blood volume in man by the quantitative radiocardiography.  
J.Clin.Invest. 42, 10, 1589, 1963.
7. H.K.Thompson, F.Starmer, R.E.Whalen, H.D.McIntosh:  
Indicator transit time considered as a gamma variate.  
Circ.Res. 14, 502, 1964.
8. Horváth Péter, Somogyi György:  
A szívtérfogat változásának vizsgálata radioaktív izotóppal.  
Mérés és Automatika 19, 99, 1971.
9. Horváth Mihály, Debrőczy Tibor, Ludvig Károly (Csontos Miklós):  
Nuklear- und farbstoffindizierte Belastungsuntersuchungen in der Rehabilitationsbeurteilung der Herzkranken.  
Referat an der 10. Jahrestagung der Gesellschaft Nukl. Med. Freiburg Sept. 1972.